Reference (2)

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number:

2000-300546

(43) Date of publication of application: 31.10.2000

(51)Int.CI.

A61B 6/00 H04N 5/321

(21)Application number: 11-117974

(71)Applicant : KONICA CORP

(22)Date of filing:

26.04.1999

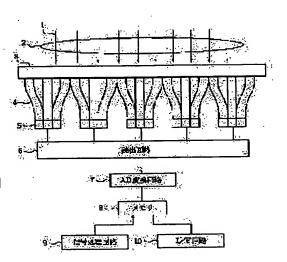
(72)Inventor: YONEKAWA HISASHI

## (54) RADIATION PHOTOGRAPHING APPARATUS

## (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To use the title apparatus with an optical fiber having a constant diameter, to make the manufacturing cost inexpensive and the yield good and to easily and inexpensively change the rate of contraction of size of an image on the sensor side to size to an image of the scintillator side.

SOLUTION: A radiation photographing apparatus converts information on a subject obtd. by passing X-rays 1 generated by a radiation generating means through the subject 2 into light by means of a scintillator 3 and guides the converted light into a plurality of sensors 5 through optical fiber bundles 4 with different integrated density on the scintillation side and the sensor side and obtains electric charges generated in the sensor 5 as an electric signal.



(19)日本国特許庁(JP)

## (12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号 特開2000-300546 (P2000-300546A)

(43)公開日 平成12年10月31日(2000.10.31)

FI テーマコード(参考) (51) Int.Cl.7 設別記号 4C093 6/00 A 6 1 B 6/00 300Q A 6 1 B 300 5 C 0 2 4 H04N 5/321 H04N 5/321

審査請求 未請求 請求項の数12 OL (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平11-117974 (71)出願人 000001270

(22)出願日 平成11年4月26日(1999.4.26)

コニカ株式会社 東京都新宿区西新宿1丁目26番2号

(72)発明者 米川 久 東京都日野市さくら町1番地 コニカ株式

会社内

(74)代理人 100081709

弁理士 偽若 俊雄

Fターム(参考) 40093 AA27 CA32 EA02 EB12 EB17

FC01 FF13

50024 AA12 BA02 CA00 CA31 EA09

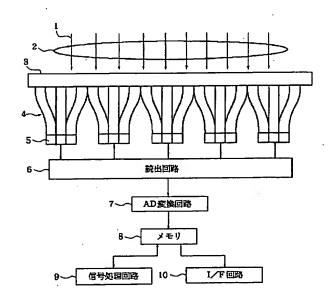
**HA14 HA23** 

### (54) 【発明の名称】 放射線撮影装置

## (57)【要約】

【課題】光ファイバの直径が一定のまま使用でき、製造コストが安く、歩留まりが良い。また、シンチレータ側の画像サイズに対するセンサ側の画像サイズの縮小率が容易にかつ安価に変更できる。

【解決手段】放射線撮影装置は、放射線発生手段によって発生されたX線1が被写体2を透過することによって得られる被写体情報を、シンチレータ3によって光に変換し、変換された光をシンチレータ側とセンサ側で集積密度の異なる光ファイバ束4を介して複数個のセンサ5に導き、センサ5内で発生した電荷を電気信号として取得する。



### 【特許請求の範囲】

【請求項1】放射線発生手段によって発生された放射線が被写体を透過することによって得られる被写体情報を、シンチレータによって光に変換し、変換された光を光ファイバ束を介して複数個のセンサに導き、センサ内で発生した電荷を電気信号として取得することを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項2】前記光ファイバ束を構成する各光ファイバの直径が、シンチレータ側からセンサ側に至る経路でほぼ同径であることを特徴とする請求項1に記載の放射線 10撮影装置。

【請求項3】前記光ファイバの集積の密度が、シンチレータ側に比べてセンサ側で密であることを特徴とする請求項1または請求項2に記載の放射線撮影装置。

【請求項4】前記シンチレータ側の光ファイバ端面もしくはセンサ側の光ファイバ端面の少なくとも一方が、支持体によって支持されていることを特徴とする請求項1 乃至請求項3のいずれか1項に記載の放射線撮影装置。

【請求項5】前記光ファイバ間が光吸収物質で充填されていることを特徴とする請求項1乃至請求項4のいずれ 20か1項に記載の放射線撮影装置。

【請求項6】前記光ファイバとシンチレータの間に、シンチレータの光を光ファイバに集光するための光学物質を有することを特徴とする請求項1乃至請求項5いずれか1項に記載の放射線撮影装置。

【請求項7】前記光学物質が、光ファイバのシンチレータ側に装着された凸レンズもしくは凸レンズと同様の機能を持つ光学物質であることを特徴とする請求項6 に記載の放射線撮影装置。

【請求項8】前記光学物質が、シンチレータの光ファイバ側に装着された凸レンズもしくは凸レンズと同様の機能を持つ光学物質であることを特徴とする請求項6に記載の放射線撮影装置。

【請求項9】放射線発生手段によって発生された放射線が被写体を透過することによって得られる被写体情報を、シンチレータによって光に変換し、変換された光を光ファイバ東を介して複数個のセンサに導き、センサ内で発生した電荷を電気信号として取得する放射線撮影装置において、シンチレータ側の光ファイバの配列順序がセンサ側の光ファイバの配列順序と異なることを特徴とする放射線撮影装置。

【請求項10】前記シンチレータ側の光ファイバの配列順字に従って得られる各画素位置と、前記センサ側の光ファイバの配列順序に従って得られる各画素位置を対応付ける対応表を記憶する記憶手段を有することを特徴とする請求項9に記載の放射線撮影装置。

【請求項11】前記センサ側の光ファイバの配列順序に従って得られた画素データの並びを、前記記憶手段に記憶された対応表に従って並べ替る信号処理手段を有することを特徴とする請求項10に記載の放射線撮影装置。

【請求項12】前記対応表が、異なるパターン画像を複数回読み込んで得られる画像データを解析するととによって作成されることを特徴とする請求項10に記載の放射線撮影装置。

【発明の詳細な説明】

[0001]

【発明の属する技術分野】との発明は、例えば医用画像を得る放射線撮影装置に関する。

[0002]

【従来の技術】放射線撮影装置として、スクリーンとフィルムを密着させた構造を持つスクリーン・フィルム方式が知られている。この方式は、被写体を透過したX線がスクリーンによってエネルギーの低い光に変換され、この光によって感光されたフィルムを現像処理することにより、被写体の持つX線吸収特性をフィルム上に可視化する方法である。しかしながら、この方法は、画像情報を電気信号として得ることができない。フィルム上に担持された被写体の画像情報を電気信号として取り出すためには、フィルムデジタイザ等によって、フィルムを別途デジタイズする必要があり、大変手間がかかるという欠点がある。また、フィルムのラチチュードが狭いため、撮影の失敗でアンダー露光、オーバー露光になる危険性が高いという欠点を有する。

【0003】また、被写体と透過したX線画像情報を直接デジタル信号として取り出すことのできる撮影装置としてCR(Computed Radiography)が良く知られている。この装置では、被写体を透過したX線のエネルギーが輝尽性蛍光体に一旦蓄積され、これをレーザ光で励起することにより蓄積されたX線エネルギーに比例した輝尽発光を出力させ、この輝尽発光をフォトマルチブライヤー等の光電変換案子で電気信号として取り出すことができる。この方法は、輝尽発光を得るために、レーザ光の主走査、副走査方向への走査が必要なため、全輝尽発光を読み出すのに時間がかかるという欠点がある。また、レーザ光を走査するための機構が必要となり、装置が高価となる他、機械部分の動作不良を招きやすいという欠点を有する。

【0004】そこで、近年、フラットバネルディテクタ (FPD)と呼ばれる固体撮像素子が注目を浴びている。この方法は、X線エネルギーを直接電荷に変換し、この電荷をTFT等の読み出し素子によって電気信号として読み出す直接方式FPDと、X線エネルギーをシンチレータ等で光に変換し、この電荷をTFT等の読み出し素子によって電気信号として読み出す間接方式FPDが知られている。また、CCDセンサやCMOSセンサを複数個並べて使用する画像分割型間接方式FPDも考えられる。この方法では、X線エネルギーをシンチレータ等で光に変換し、変換した光をレンズや光ファイバ等で複数個のCCDセンサやCMOSセンサ上に集光する。集

光された光はセンサ内で光電変換され電気信号として読 み出される。

[0005]

【発明が解決しようとする課題】直接方式FPDや間接 方式FPDでは、電荷をTFTによって読み出すため、 シンチレータサイズと同サイズのTF T基板が必要とな る。一般に医用画像では、最大14 "×17" ~17 "×17" サイズのディタクタが要求されるため、TF T基板も同サイズものが要求されるが、このサイズのT FT基板を製造するために必要な設備投資は膨大で、ま た欠陥画素や歩留まりの点で製造コストがかってしま う。一方、画像分割型間接方式FPDでは、市販のCC DセンサやCMOSセンサが使用できるため、巨額な設 備投資を行うことなく安価なFPDを製造することがで きる。市販のCCDセンサやCMOSセンサ(以後これ ちCCDセンサやCMOSセンサを総称して単にセンサ と呼ぶ) は、受光面積が小さく、14 "×17"~1 7"×17"サイズをカバーするためには、複数個のセ ンサを2次元状に配置する必要がある。

【0006】画像分割型間接方式FPDを実現するため の第1の方法として、レンズを使用する方法が考えられ る。図10にレンズを用いた画像分割型間接方式FPD の概念図を示す。被写体102を透過したX線101の ―部がシンチレータ103に吸収され、シンチレータ1 03から吸収されたX線量に比例した量の光が放出され る。放出された光は、レンズ104でセンサ105上に 集光され、光電変換によって集光された光量に比例した 電荷が発生する。光電変換により発生した電荷は、読出 回路106によって電気信号として読み出される。

【0007】しかしながら、この方法では、レンズの集 30 光効率が通常0.1%以下と大変小さいために、シンチ レータ103で発光した光のほんの一部しかセンサ10 5に集光することができず、システムのDQE(Det ective Quantum Efficienc y)を著しく低下させる。また、個々のセンサのピント 合わせを行わなければならないため、調整時間がかかっ てしまう。また、再生画像中にレンズによる非線形な幾 何学的歪が生じてしまい、補正が大変である。

【0008】画像分割型間接方式FPDを実現するため の第2の方法として、光ファイバを使用する方法が考え られる。図11に光ファイバを用いた画像分割型間接方 式FPDの概念図を示す。披写体202を透過したX線 201の一部がシンチレータに吸収され、シンチレータ 203から吸収されたX線量に比例した量の光が放出さ れる。放出された光は、光ファイバ東204でセンサ2 05上に集光され、光電変換によって集光された光量に 比例した電荷が発生する。光電変換により発生した電荷 は、読出回路206によって電気信号として読み出され る。とのように光ファイバ束を用いてシンチレータから の光を集光するため、レンズを用いる方法に比べて光の 50 する請求項1 に記載の放射線撮影装置。」である。

集光効率を高めることができる。

【0009】しかしながら、画像分割型間接方式FPD 方法では、シンチレータ203上の発光面積aをセンサ 面積b(a>b)に縮小しなければならない。図12 は、このような画像を縮小する際に用いられる光ファイ バの様子を示している。光ファイバ301のセンサ側の 断面303が、シンチレータ側の断面302に比べて面 **積が小さくなるように光ファイバーの径を変化させてい** る。すなわち、センサ側の径がシンチレータ側の径に比 べて小さくなるようにしている。

【0010】しかしながら、とのように光ファイパ径を 変えることは技術的に難しく、製造コストが大きくなっ てしまうという欠点があった。また、シンチレータ側の 光ファイバの配置順序とセンサ側の光ファイバの配置順 序が同じである必要があるため、光ファイバ束を製造す る際に、各光ファイバの並びがシンチレータ測とセンサ 側で入れ替わらないように正確に作業する必要があっ

【0011】との発明は、かかる実情に鑑みてなされた もので、第1の目的は、光ファイバの直径が一定のまま 使用でき、製造コストが安く、歩留まりが良い、第2の 目的は、シンチレータ側の画像サイズに対するセンサ側 の画像サイズの縮小率が容易にかつ安価に変更でき、第 3の目的は、光ファイバ東を製造する際に、各光ファイ バの並びがシンチレータ側とセンサ側で入れ替わらない ように正確に作業する必要がなく、製造コストを大幅に 削減することができる放射線撮影装置を提供することで ある。

[0012]

【課題を解決するための手段】前記課題を解決し、かつ 目的を達成するために、との発明は、以下のように構成 した。

【0013】請求項1に記載の発明は、「放射線発生手 段によって発生された放射線が被写体を透過することに よって得られる被写体情報を、シンチレータによって光 に変換し、変換された光を光ファイバ束を介して複数個 のセンサに導き、センサ内で発生した電荷を電気信号と して取得することを特徴とする放射線撮影装置。」であ

【0014】との請求項1に記載の発明によれば、放射 線が被写体を透過することによって得られる被写体情報 を、シンチレータによって光に変換し、変換された光を 光ファイバ束を介して複数個のセンサに導き、センサ内 で発生した電荷を電気信号として取得することで、レン ズを用いて集光する場合に比べて光の集光効率の良い装 置を提供することができる。

【0015】請求項2に記載の発明は、「前記光ファイ パ束を構成する各光ファイバの直径が、シンチレータ側 からセンサ側に至る経路でほぼ同径であることを特徴と

20

【0016】との請求項2に記載の発明によれば、各光 ファイバの直径が、シンチレータ側からセンサ側に至る 経路でほぼ同径であるから、光ファイバの直径が一定の まま使用でき、製造コストが安く、歩留まりが良い。

【0017】請求項3に記載の発明は、「前記光ファイ バの集積の密度が、シンチレータ側に比べてセンサ側で 密であることを特徴とする請求項1または請求項2に記 載の放射線撮影装置。」である。

【0018】 この請求項3 に記載の発明によれば、光フ ァイバの集積の密度が、シンチレータ側に比べてセンサ 側で密であるから、光ファイバの直径をシンチレータ側 とセンサ側で同じくし、かつシンチレータ側の画像サイ ズに対してセンサ側の画像サイズが縮小されるような集 光系が実現でき、しかもシンチレータ側の画像サイズに 対するセンサ側の画像サイズの縮小率が容易にかつ安価 に変更できる。

【0019】請求項4に記載の発明は、「前記シンチレ ータ側の光ファイバ端面もしくはセンサ側の光ファイバ 端面の少なくとも一方が、支持体によって支持されてい ることを特徴とする請求項1乃至請求項3のいずれか1 項に記載の放射線撮影装置。」である。

【0020】との請求項4、に記載の発明によれば、シン チレータ側の光ファイバ端面もしくはセンサ側の光ファ イバ端面の少なくとも一方が、支持体によって支持され ているから、シンチレータと光ファイバとをユニット化 でき、かつ光ファイバの位置精度が向上する。

【0021】請求項5に記載の発明は、「前記光ファイ パ間が光吸収物質で充填されていることを特徴とする請 求項1乃至請求項4のいずれか1項に記載の放射線撮影 装置。」である。

【0022】との請求項5に記載の発明によれば、光フ ァイバ間が光吸収物質で充填されているから、光ファイ バ内を通過する以外の光がセンサに到達するのを防ぐと とができ、また光ファイバの折れや曲がりを防ぐことが できる。

【0023】請求項6に記載の発明は、「前記光ファイ バとシンチレータの間に、シンチレータの光を光ファイ バに集光するための光学物質を有することを特徴とする 請求項1乃至請求項5いずれか1項に記載の放射線撮影 装置。」である。

【0024】との請求項6に記載の発明によれば、光フ ァイバとシンチレータの間に、シンチレータの光を光フ ァイバに集光するための光学物質を有するから、光を漏 れなく光ファイバに集光することができる。

【0025】請求項7に記載の発明は、「前記光学物質 が、光ファイバのシンチレータ側に装着された凸レンズ もしくは凸レンズと同様の機能を持つ光学物質であると とを特徴とする請求項6に記載の放射線撮影装置。』で ある。

物質が、光ファイバのシンチレータ側に装着された凸レ ンズもしくは凸レンズと同様に集光機能を持つ光学物質 であるから、光を漏れなく光ファイバに集光することが でき、しかも低コストである。

[0027] 請求項8に記載の発明は、「前記光学物質 が、シンチレータの光ファイバ側に装着された凸レンズ もしくは凸レンズと同様の機能を持つ光学物質であるこ とを特徴とする請求項6に記載の放射線撮影装置。」で ある。

【0028】この請求項8に記載の発明によれば、光学 物質が、シンチレータの光ファイバ側に装着された凸レ ンズもしくは凸レンズと同様に集光機能を持つ光学物質 であり、光を漏れなくシンチレータに集光することがで き、しかも低コストである。

【0029】請求項9に記載の発明は、「放射線発生手 段によって発生された放射線が被写体を透過することに よって得られる被写体情報を、シンチレータによって光 に変換し、変換された光を光ファイバ束を介して複数個 のセンサに導き、センサ内で発生した電荷を電気信号と して取得する放射線撮影装置において、シンチレータ側 の光ファイバの配列順序がセンサ側の光ファイバの配列 順序と異なることを特徴とする放射線撮影装置。」であ

【0030】との請求項9に記載の発明によれば、シン チレータ側の光ファイバの配列順序がセンサ側の光ファ イバの配列順序と異なっても良いから、光ファイバ束を 製造する際に、各光ファイバの並びがシンチレータ側と センサ側で入れ替わらないように正確に作業する必要が なく、製造コストを大幅に削減することができる。

【0031】請求項10に記載の発明は、「前記シンチ レータ側の光ファイバの配列順序に従って得られる各画 素位置と、前記センサ側の光ファイバの配列順序に従っ て得られる各画素位置を対応付ける対応表を記憶する記 憶手段を有することを特徴とする請求項9に記載の放射 線撮影装置。」である。

【0032】との請求項10に記載の発明によれば、シ ンチレータ側の光ファイバの配列順序に従って得られる 各画素位置と、センサ側の光ファイバの配列順序に従っ て得られる各画素位置を対応付ける対応表を記憶し、と の対応表に従って画索の並べ替えを行うようにしたた め、各光ファイバの並びがシンチレータ側とセンサ側で 入れ替わっても、正常な再生画像が得られる。

【0033】請求項11に記載の発明は、「前記センサ 側の光ファイバの配列順序に従って得られた画素データ の並びを、前記記憶手段に記憶された対応表に従って並 ベ替る信号処理手段を有することを特徴とする請求項 1 0 に記載の放射線撮影装置。」である。

【0034】との請求項11に記載の発明によれば、セ ンサ側の光ファイバの配列順序に従って得られた画素デ 【0026】との請求項7に記載の発明によれば、光学 50 ータの並びを記憶された対応表に従って並べ替るから、

10

簡単かつ確実な処理により各光ファイバの並びがシンチ レータ側とセンサ側で入れ替わっても、正常な再生画像 が得られる。

【0035】請求項12に記載の発明は、「前記対応表 が、異なるパターン画像を複数回読み込んで得られる画 像データを解析することによって作成されることを特徴 とする請求項10に記載の放射線撮影装置。」である。 【0036】との請求項12に記載の発明によれば、対 応表が、異なるバターン画像を複数回読み込んで得られ る画像データを解析することによって作成されるから、 簡単かつ確実な解析処理により各光ファイバの並びがシ ンチレータ側とセンサ側で入れ替わっても、正常な再生 画像が得られる。

#### [0037]

【発明の実施の形態】以下、この発明の放射線撮影装置 の一実施の形態を図面に基づいて説明する。

【0038】図1に放射線撮影装置の概念図、図2は光 ファイバ部分の構成例を示す図である。放射線発生手段 によって発生されたX線1の一部が被写体2によって吸 の被写体2を透過したX線1の一部がシンチレータ3に 吸収され、シンチレータ3から吸収されたX線量に比例 した量の光が放出される。 とのようにX線1が被写体2 を透過することによって得られる被写体情報を、シンチ レータ3によって光に変換し、変換された光を光ファイ バ東4を介して複数個のセンサ5に導き、センサ5内で 発生した電荷を電気信号として取得する。光電変換によ り発生した電荷は、読出回路6によって電気信号として 読み出される。

【0039】読み出された電気信号はAD変換回路7に 30 よってAD変換された後、メモリ8に処理前画像データ として保存される。メモリ8に保存された処理前画像デ ータは信号処理回路9にて読み出され、正常な再生画像 を得るための信号処理が施された後、再びメモリ8 に保 存される。メモリ8に保存された再生画像データは I/ F回路10によって図示しない別装置やネットワーク等 に向けて出力することができる。

【0040】との発明の光ファイバ部分は、図2に示す ように、格子402はシンチレータ側の光ファイバ端面 を示しており、格子403はセンサ側の端面を示してい 40 る。とれら格子402,403は、との実施の形態では 何れも正方格子である。401はシンチレータ面とセン サ面をつなぐ光ファイバであり、その径は一定である。 とのように変換された光を光ファイバ束4を介して複数 個のセンサ5に導き、センサ5内で発生した電荷を電気 信号として取得することで、光ファイバ401の直径が 一定のまま使用できるので、製造コストが安く、歩留ま りが良い。

【0041】との実施の形態では、簡単のために、A~ Iの9本の光ファイバ401を用いたが、これは光ファ 50 の光ファイバ束4の断面の輪郭線を表しており、隣り合

イバ401の本数を限定するものではない。また、格子 402,403は正方格子で無くとも良い。任意の格子 形状であっても格子形状に関わる情報を記憶しておけ は、信号処理を用いて正常な再生画像を得ることができ

【0042】との実施の形態では、シンチレータ側の面 積に対してセンサ側の面積を1/4にする縮小集光系を 採用している。すなわち、シンチレータ面では、9本の 光ファイバA~ I は正方格子402上で1つおきの格子 間隔で配置される。一方、センサ面では、9本の光ファ イバa~iは、正方格子403上で格子間隔を空けると となく密に配置される。シンチレータ側の光ファイバー 束4の集積密度が、センサ側の光ファイバ束4の集積密 度に比べて疎であれば、それぞれの側の光ファイバの間 隔(集積密度)は、任意の値を取ることができる。

【0043】とのように光ファイバの集積の密度が、シ ンチレータ側で疎で、センサ側で密であるから、光ファ イパの直径をシンチレータ側とセンサ側で同じくし、か つシンチレータ側の画像サイズに対してセンサ側の画像 収され、吸収されなかったX線が被写体を透過する。C 20 サイズが縮小されるような集光系が実現でき、しかもシ ンチレータ側の画像サイズに対するセンサ側の画像サイ ズの縮小率が容易にかつ安価に変更できる。

> 【0044】図3はシンチレータ501からセンサ50 5までの断面を簡略化して図示したものである。502 はシンチレータ面側の光ファイバ端面が格子状に規則正 しく並ぶようにするための支持体であり、光ファイバ5 04が貫通することできる貫通穴が所定の間隔で格子上 に規則正しく並んでいる。とのようにシンチレータ側の 光ファイバ端面が、支持体502によって支持されてい るから、シンチレータ501と光ファイバ504とをユ ニット化でき、かつ光ファイバ504の位置精度が向上 する。本例ではシンチレータ面側にのみ支持体を設けて いるが、センサ面側にも、同様に支持体を設けても良い ととは言うまでもない。

> 【0045】また、支持体502は光吸収体であること が好ましい。支持体で余分な光(光ファイバを通過しな い光)を吸収するととでセンサ受光面に余分な光が到達 するのを防ぐことができる。

> [0046]503は光ファイバ間に充填された充填材 であり、光ファイバ504の折れや曲がりを防ぐ役目を 果たす。充填材503も支持体と同様の理由から、光吸 収物質の光吸収体であることが好ましい。光ファイバ5 04のシンチレータ側端面から入射した光のみが、光フ ァイバ504内部で全反射を繰り返し、センサ505の 受光面へと導かれる。

【0047】図4はシンチレータ面、センサ面での面積 比率の一例を示す図である。602はセンサの受光面の 輪郭線を表している。601は光ファイバ束4のセンサ 側の断面を表している。また、603はシンチレータ側 5光ファイバ束4の断面と隙間無く接している。

[0048] この実施の形態では、シンチレータ側の面 環に対してセンサ側の面積を1/4に縮小する集光系な ので、X1=X2=X3/2、Y1=Y2=Y3/2の 関係になっている。この実施の形態では、4 つのセンサ を使用しているが、これは使用するセンサの個数を限定 するものではない。また、断面603に対する断面60 1の縮小比率も限定するものではない。また、断面60 3、断面601の輪郭線の形状は正方形に限定されるも のではなく、任意の形状を取ることができる。

[0049]図5 (A)~(H)は、シンチレータと光 ファイバ回りの色々な構成例を示す図である。701は シンチレータ、702は光ファイバ、703は支持板、 704は支持板上の空間、705と706は凸レンズで ある。

【0050】図5 (A)は、シンチレータ701に光フ ァイバ702の端面を密着させた例である。光ファイバ 702の接合面の光だけを集光し、その他の部分で発光 した光は集光しない。MTFを最も稼げる方法である。 端面の間に空間704を設けた例である。光ファイバ7 02の端面をシンチレータ面から離すことによって、前 述の図5 (A) の場合に比べて、より広範囲の光を集光 することができる。図5(C),(D)は、光ファイバ 702の端面に凸レンズ705を配した例である。より 広範囲の光をより多く集光することができる。図5

(E), (F)は、シンチレータ701の端面に凸レン ズ706を配した例であり、図5(C), (D)と同様 に、より広範囲の光をより多く集光することができる。 図5 (G), (H)は図5 (C), (D)と図5

(E), (F)を組み合わせた例である。なお、集光率 を向上させるために、空間704の表面を鏡面仕上げし てもよい。また、空間704で表わされる空間は、ガラ ス、プラスチック、液体等の光透過物質で置き換えられ ても良い。また、本例では705、706は凸レンズで あるが、凸レンズと同様に光を集光する機能のものであ れば何でも良い。例えば、GRINレンズのように形状 は凸レンズではないが凸レンスのように光を集光できる ものであっても良い。

【0051】図6は他の発明の実施の形態を示してい る。図6(1)は、シンチレータ面側の光ファイバ端面 の配置順序を示しており、図6(2),(3)はセンサ 面側の光ファイバ端面の配置順序を示している。また、 アルファベットの大文字と小文字が、同一のファイバの 両端面であることを示している。例えば、ある光ファイ パのシンチレータ側の端面がAで表されていたとする と、その光ファイバのセンサ側の端面はaで表される。 【0052】図6(2)の場合は、センサ側の光ファイ バの端面の並びは、図6(1)に示すシンチレータ側の 光ファイバの端面の並びと同じ順序に配置されている。

しかしながら、との場合は、光ファイバの束を製造する 際に、それぞれの光ファイバが交差しないようにしなけ ればならず、製造の工数がかりコストが上がってしま う。

【0053】図6(3)は、製造工数を削減し、製造コ ストを低減するための方法を示している。この方法で は、シンチレータ側の光ファイバの端面の並びとセンサ 側の光ファイバの端面の並びが異なっても良い。例え は、図6(2)の並びに対して、図6(3)では、aと fの位置、cとdの位置、eとhの位置、gとiの位置 が入れ替わっている。従って、図7に示す表1のよう な、シンチレータ側の光ファイバの端面の並びとセンサ 側の光ファイバの端面の並びの位置関係を示す対応表を 作成すれば、センサからの電気信号をデジタル化した後 に、信号処理手段によって正規の位置に画素位置を並べ 替えることができる。このようにシンチレータ側の光フ ァイバの配列順序がセンサ側の光ファイバの配列順序と 異なっても良いので、光ファイバ束を製造する際に、各 光ファイバの並びがシンチレータ側とセンサ側で入れ替 図5 (B) はシンチレータ701と光ファイバ702の 20 わらないように正確に作業する必要がなく、製造コスト を大幅に削減することができる。

> 【0054】図8は、図7の表1のような対応表を作成 する装置の1例を示している。905は対応表作成手段 であり、制御手段910から制御される。901はCR Tディスプレイもしくは液晶モニタ等の画表示手段であ り、この画面902に、制御手段910によって指定さ れた図9に示すような様々なパターン画像が表示され る。表示されたパターンは、光学レンズ903を介し て、この発明の画像分割型間接方式FPD904へ結像 30 される。ととで、画像分割型間接方式FPD904は、 シンチレータを装着する前のもので、光ファイバの端面 がむきだしになっている。画像分割型間接方式FPD9 04に結像されたバターン画像は、電気信号として読出 回路906によって読み出され、AD変換回路907に てデジタルデータ (画素データ) へと変換される。この 画素データは、信号処理回路908へ読み込まれ、所定 の信号処理により、図7の表1に示すような対応表を作 成する。作成された対応表は対応表記憶回路909に記 憶される。

> 【0055】対応表作成の一例を図9を用いて説明す 40 る。まず、画面902に1001に示すような左半分が 黒、右半分が白なるパターンを表示させる。この時得ら れる画素データが黒であるか白であるかによって全画素 を2つのグループに分類する。

> 【0056】次に、1002、1003に示される様に 白黒バターンの解像度を2倍づつ上げて行き、同様の分 類を行う。以後、との操作を、画像分割型間接方式FP D904の最高分解能に至るまで繰り返す。 このような 操作によって、少なくとも水平方向には画素が正しく配 50 置される。次に、垂直方向に対しても同様の操作と分類

20

を行えば、全ての画素データに対して図7の表1に示すような対応表を作成することができる。図9のパターンは、1例であり、パターンの種類を限定するものではない。また、この実施の形態のような解像度が異なるパターンではなく、例えば1画素が白、その他の全画素が黒となるようなパターンを使用し、1つづつ画素の対応関係を調べても良い。

11

[0057] とのようにシンチレータ側の光ファイバの配列順序に従って得られる各画素位置と、センサ側の光ファイバの配列順序に従って得られる各画素位置を対応 10付ける対応表を記憶する記憶手段を有しており、この対応表に従って画素の並べ替えを行うようにしたため、各光ファイバの並びがシンチレータ側とセンサ側で入れ替わっても、正常な再生画像が得られる。

[0058] また、センサ側の光ファイバの配列順序に従って得られた画素データの並びを、記憶手段に記憶された対応表に従って並べ替る信号処理手段を有しており、センサ側の光ファイバの配列順序に従って得られた画素データの並びを記憶された対応表に従って並べ替るから、簡単かつ確実な処理により各光ファイバの並びがシンチレータ側とセンサ側で入れ替わっても、正常な再生画像が得られる。

【0059】さらに、対応表が、異なるバターン画像を複数回読み込んで得られる画像データを解析することによって作成することができ、簡単かつ確実な解析処理により各光ファイバの並びがシンチレータ側とセンサ側で入れ替わっても、正常な再生画像が得られる。

#### [0060]

【発明の効果】前記したように、請求項1に記載の発明では、放射線が被写体を透過することによって得られる被写体情報を、シンチレータによって光に変換し、変換された光を光ファイバ束を介して複数個のセンサに導き、センサ内で発生した電荷を電気信号として取得するから、レンズを用いて集光する場合に比べて光の集光効率の良い装置を提供することができる。

[0061]請求項2に記載の発明では、各光ファイバの直径が、シンチレータ側からセンサ側に至る経路でほぼ同径であるから、光ファイバの直径が一定のまま使用でき、製造コストが安く、歩留まりが良い。

【0062】請求項3に記載の発明では、光ファイバの 40 集積の密度が、シンチレータ側に比べてセンサ側で密で あるから、光ファイバの直径をシンチレータ側とセンサ 側で同じくし、かつシンチレータ側の画像サイズに対し てセンサ側の画像サイズが縮小されるような集光系が実 現でき、しかもシンチレータ側の画像サイズに対するセ ンサ側の画像サイズの縮小率が容易にかつ安価に変更で きる。

【0063】請求項4に記載の発明では、シンチレータ 側の光ファイバ端面もしくはセンサ側の光ファイバ端面 の少なくとも一方が、支持体によって支持されているか 50

ら、シンチレータと光ファイバとをユニット化でき、か つ光ファイバの位置精度が向上する。

【0064】請求項5 に記載の発明では、光ファイバ間が光吸収物質で充填されているから、光ファイバ内を通過する以外の光がセンサに到達するのを防ぐことができ、また光ファイバの折れや曲がりを防ぐことができる。

【0065】請求項6に記載の発明では、光ファイバとシンチレータの間に、シンチレータの光を光ファイバに集光するための光学物質を有するから、光を漏れなく光ファイバに集光することができる。

【0066】請求項7に記載の発明では、光学物質が、 光ファイバのシンチレータ側に装着された凸レンズもし くは凸レンズと同様に集光機能を持つ光学物質であるか ら、光を漏れなく光ファイバに集光することができ、し かも低コストである。

【0067】請求項8に記載の発明では、光学物質が、シンチレータの光ファイバ側に装着された凸レンズもしくは凸レンズと同様に集光機能を持つ光学物質であり、光を漏れなくシンチレータに集光することができ、しかも低コストである。

【0068】請求項9に記載の発明では、シンチレータ側の光ファイバの配列順序がセンサ側の光ファイバの配列順序と異なっても良いから、光ファイバ束を製造する際に、各光ファイバの並びがシンチレータ側とセンサ側で入れ替わらないように正確に作業する必要がなく、製造コストを大幅に削減することができる。

[0069]請求項10に記載の発明では、シンチレータ側の光ファイバの配列順序に従って得られる各画素位置と、センサ側の光ファイバの配列順序に従って得られる各画素位置を対応付ける対応表を記憶し、との対応表に従って画素の並べ替えを行うようにしたため、各光ファイバの並びがシンチレータ側とセンサ側で入れ替わっても、正常な再生画像が得られる。

[0070] 請求項11に記載の発明では、センサ側の 光ファイバの配列順序に従って得られた画素データの並 びを記憶された対応表に従って並べ替るから、簡単かつ 確実な処理により各光ファイバの並びがシンチレータ側 とセンサ側で入れ替わっても、正常な再生画像が得られ る。

【0071】請求項12に記載の発明では、対応表が、 異なるパターン画像を複数回読み込んで得られる画像データを解析することによって作成されるから、簡単かつ 確実な解析処理により各光ファイバの並びがシンチレー タ側とセンサ側で入れ替わっても、正常な再生画像が得 られる。

## 【図面の簡単な説明】

- 【図1】放射線撮影装置の概念図である。
- 【図2】光ファイバ部分の構成例を示す図である。
- 【図3】シンチレータからセンサまでの断面を簡略化し

て示す図である。

【図4】シンチレータ面、センサ面での面積比率を示す 図である。

13

【図5】シンチレータと光ファイバ回りの色々な構成例 を示す図である。

【図6】他の放射線撮影装置の構成を示す図である。

【図7】対応表を示す図である。

【図8】対応表を作成する装置を示す図である。

[図9]対応表作成用のバターン画像の一例を示す図である。

【図10】従来のレンズを用いた画像分割型間接方式F PDの概念図である。

【図11】従来の光ファイバを用いた画像分割型間接方式FPDの概念図である。

\*【図12】画像を縮小する際に用いられる光ファイバを示す図である。

【符号の説明】

1 X線

2 被写体

3 シンチレータ

4 光ファイバ束

5 センサ

6 読出回路

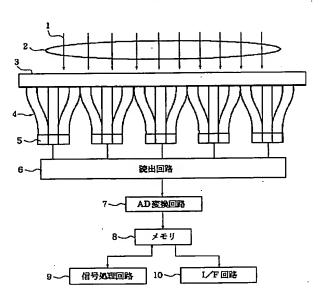
10 7 A D 変換回路

8 メモリ

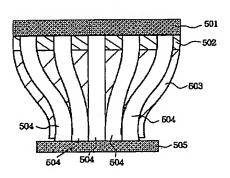
9 信号処理回路

10 I/F回路



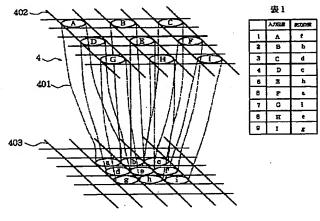




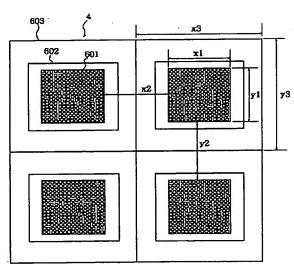


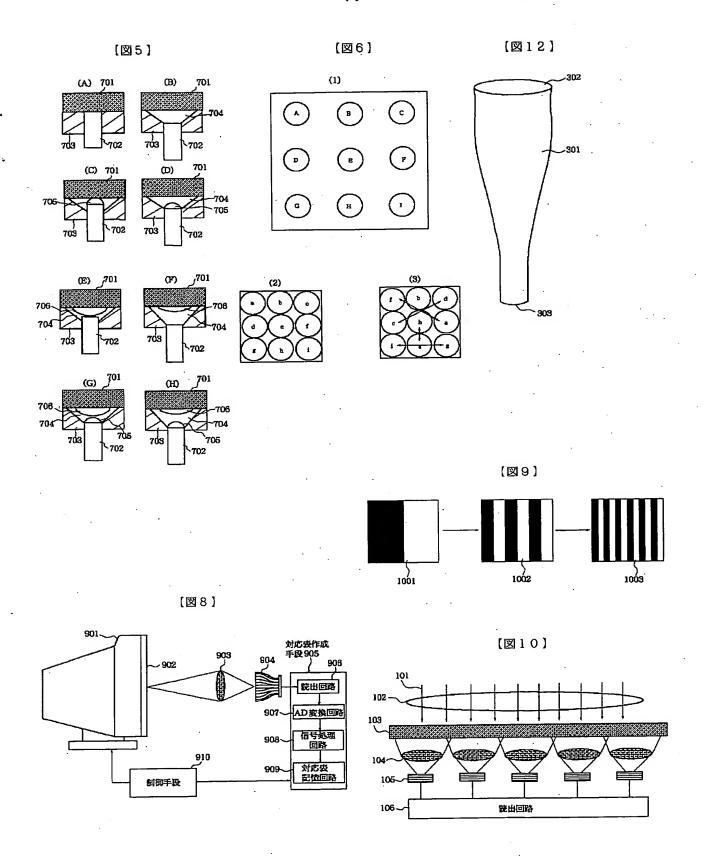
【図2】

[図7]



【図4】





[図11]

